

32624



PT 1.2013

51 Int. Cl. 6:
A 61 B 5/05

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Übersetzung der
europäischen Patentschrift

87 EP 0 533 732 B1

10 DE 691 15 275 T 2

5

DE 691 15 275 T 2

21 Deutsches Aktenzeichen: 691 15 275.6
86 PCT-Aktenzeichen: PCT/GB91/00915
86 Europäisches Aktenzeichen: 91 910 660.9
87 PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 91/19454
86 PCT-Anmeldetag: 7. 6. 91
87 Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: 26. 12. 91
87 Erstveröffentlichung durch das EPA: 31. 3. 93
87 Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: 6. 12. 95
47 Veröffentlichungstag im Patentblatt: 19. 9. 96

30 Unionspriorität: 32 33 31

13.06.90 GB 9013177

73 Patentinhaber:

British Technology Group Ltd., London, GB; Barber, David Charles, Sheffield, GB

74 Vertreter:

Patent- und Rechtsanwälte Wuesthoff & Wuesthoff, 81541 München

84 Benannte Vertragstaaten:

DE, FR, GB

72 Erfinder:

Brown, Brian, Hilton, Dronfield Woodhouse
Sheffield S18 42J, UK; Barber, David, Charles,
Sheffield S11 7EY, UK

54 ANLAGE DER ELEKTRISCHEN IMPEDANZTOMOGRAPHIE IN ECHTZEIT.

DE 691 15 275 T 2

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

91 910 660.9

BRITISH TECHNOLOGY GROUP LTD., et al

Die Erfindung betrifft ein elektrisches Impedanztomographie-(EIT)-System in Echtzeit zur Bereitstellung von beispielsweise einer Bilddarstellung des Blutflusses.

Tomographiesysteme sind in der GB-PS 2 119 520 B oder der GB-PS 2 160 322 B (und der den beiden entsprechenden US-PS 4 617 939) oder der WO 89/09564 beschrieben, in denen die Anmelder bzw. Erfinder dieser Anmeldung als Erfinder genannt sind, und bei denen das Impedanz-Bilderzeugungssystem ein Datensammelsystem (die Daten sind Potentiale, die zwischen Elektrodenpaaren einer Reihe von Kontakttelektroden, die um einen menschlichen oder tierischen Körper befestigt sind, gemessen werden, wobei ein weiteres Paar ein "Treiber"-Paar ist, zwischen dem Ströme fließen) und ein Bildrekonstruktionssystem umfaßt. Datenübertragungsblöcke konnten seriell durch das Datensammelsystem mit einer Geschwindigkeit von 24 Blöcken pro Sekunde gesammelt werden, die Bilderzeugung konnte jedoch nur mit einer Geschwindigkeit von ungefähr einem Block pro Sekunde durchgeführt werden. Während dies bei der Gewinnung von bestimmten, sich langsam verändernden physiologischen Daten keinen Nachteil darstellt, gibt es andere Datenanforderungen, bei denen es erforderlich ist, die Bilder wesentlich schneller zu erzeugen - beispielsweise bei der Beobachtung des Blutflusses im Körper während des Herzkreislaufs.

Zur Herstellung eines Systems, das Bilder wesentlich schneller erzeugen kann, sind zwei Entwicklungen erforderlich. Erstens ein wesentlich schnellerer Digitalprozessor oder Computer, um den Bilderzeugungsalgorithmus schnell durchzuführen. Zweitens müssen die Daten, die an dem menschlichen Körper gesammelt wurden, qualitativ verbessert und insbesondere der Rauschpegel verringert werden. Bei dem bekannten System konnte der Rauschpegel durch eine Durchschnittsermittlung der Signale über

einige Sekunden vor der Erzeugung eines Bildes verringert werden. Eine Durchschnittsermittlung ist jedoch bei einem schnell in Echtzeit laufenden System nicht möglich und daher muß der Rauschpegel auf andere Weise verringert werden.

Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung ist ein Verfahren zur Echtzeit-Bilderzeugung mittels elektrischer Impedanztomographie vorgesehen, das die folgenden Schritte umfaßt:

- a) Anordnen einer Mehrzahl von Oberflächenelektrodenpaaren an voneinander beabstandeten Stellen um einen zu untersuchenden Körper;
- b) Anlegen eines konstanten Treiberstroms an ausgewählte Elektroden;
- c) Durchführen einer Hochimpedanz-Spannungsmessung an Nachbarpaaren anderer Elektroden; und
- d) Erzeugen von Bildern unter Verwendung eines Algorithmus unter Durchführung einer Einzelmatrix-Multiplikation des gemessenen Datensatzes mit einer "Wichtungs"-Matrix, dadurch gekennzeichnet, daß das Meßrauschen minimiert wird durch
 - (i) ein gleichzeitiges Messen der Nachbarpaar-Spannungsunterschiede;
 - (ii) ein Demodulieren der Spannungsmessung durch digitale Signalverarbeitung (digital signal processing, DSP), und
 - (iii) ein gleichzeitiges Messen des Treiberstroms und der Spannungsunterschiede sowie ein Teilen des Treiberstroms in Spannungsmessungen vor der Bildrekonstruktion.

Die obigen Merkmale a) bis d) sind in Kombination aus IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, Band 8, März 1989, Nr. 1, Seiten 39-45, bekannt.

Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung ist eine Vorrichtung zur Durchführung des oben beschriebenen Verfahrens vorgesehen,

die folgendes umfaßt:

- a) eine Mehrzahl von Kontaktelektrodenpaaren;
- b) eine Vorrichtung zum Anlegen eines konstanten Treiberstroms an ausgewählte Elektroden;
- c) eine Vorrichtung zur Durchführung von Hochimpedanz-Spannungsmessungen an Nachbarpaaren anderer Elektroden;
- d) eine Vorrichtung zum Erzeugen von Bildern unter Verwendung eines Algorithmus unter Durchführung einer Einzelmatrix-Multiplikation des gemessenen Datensatzes mit einer "Wichtungs"-Matrix,

dadurch gekennzeichnet, daß ferner

- (i) eine Vorrichtung zum gleichzeitigen Messen der Nachbarpaar-Spannungsunterschiede;
- (ii) eine digitale Signalverarbeitungsvorrichtung zum Demodulieren der Spannungsmessung; und
- (iii) eine Vorrichtung zum gleichzeitigen Messen des Treiberstroms und der Spannungsunterschiede sowie zum Aufteilen des Treiberstroms in die Spannungsmessungen vor der Bildrekonstruktion,

vorgesehen ist.

Somit wird die erforderliche Verringerung des Systemrauschens unter anderem durch paralleles Sammeln von Datenprofilen anstelle von seriellem Sammeln erreicht. Daten werden gesammelt, indem zunächst ein elektrischer Strom zwischen einem Elektrodenpaar angelegt wird und anschließend die erhaltenen Spannungen zwischen allen anderen Nachbarelektrodenpaaren aufgezeichnet werden. Dieser Satz von Spannungsmessungen wird als Meßprofil bezeichnet. Durch das gleichzeitige Aufzeichnen aller Spannungen in einem Profil, kann jede Messung länger dauern und so mit größerer Genauigkeit durchgeführt werden. Bei einem System mit 16 Elektroden beträgt die durch das Sammeln von Profilen paralleler Messungen anstelle von seriellen Messungen zu erwartende Verbesserung /13 (11.1dB). Die Rauschverringerung wird außerdem durch Anwendung digitaler Signalverarbeitungstechnik (digital signal processing, DSP) zur digitalen Durchführung der gesamten Signaldemodulierung erreicht. Ein ange-

paßtes Filter wurde unter Verwendung eines DSP-Systems für alle vier Eingangssignale verwendet, wobei vier DSP-Systeme für ein 16-Elektroden-System verwendet werden. Angepaßte Filter wurden früher in der Analog-Elektronik verwendet, die verwendeten Analog-Multiplikatoren sind jedoch keine rauschintensiven Vorrichtungen und daher wurden die Vorteile der angepaßten Filter-Technik nicht voll genutzt. Bei Verwendung eines DSP-Systems ist die gemessene Rauschleistung um 20dB besser als bei dem bekannten seriellen Datensammelsystem. Der Bildrekonstruktionsalgorithmus kann ein nicht-iterativer Rückprojektionsalgorithmus oder ein iterativer Algorithmus sein.

Eine Anwendungs- oder Anpassungsmöglichkeit der Erfindung ist die Messung des Blutflusses zu Organen, wie etwa dem Herz, der Lunge oder dem Gehirn.

Der spezifische elektrische Widerstand von Blut beträgt ungefähr 1,6 Ohm-Meter. Er variiert auf ausführlich beschriebene Weise mit dem Haematocrit des Blutes. Wenn Salzlösung (0,9 %ige Lösung), die einen wesentlich geringeren spezifischen Widerstand aufweist, dem Blut zugeführt wird, ist der spezifische Widerstand des Gemisches geringer als der von Blut alleine. Wenn beispielsweise 10 ml Salzlösung mit einem spezifischen Widerstand von 0,4 Ohm-Metern einer Person mit einer Blutmenge von 5.000 ml und einem spezifischen Widerstand von 1,6 Ohm-Metern verabreicht wird, dann sinkt der spezifische Widerstand des Gemisches um ungefähr 0,5 %. Wenn der Zeitverlauf dieser auf eine Injektion von Salzlösung in die Venen folgenden Veränderung gemessen wird, kann der Blutfluß zu dem Organ errechnet werden (Chinard F.P., Enns T and Nolan M., "Circulation Research" (Kreislaufforschung), Band X 473-491, 1962). Die Technik wird zur Errechnung der Herzleistung durch Injektion von Salzlösung und anschließendem Messen der erhaltenen Veränderung des spezifischen Widerstands in einer Arterie verwendet.

Bei der Anwendung oder Anpassung der Erfindung zu diesem Zweck werden jedoch durch impedanztomographische Bilderzeugung in Echtzeit nicht-invasive Messungen ermöglicht.

Der Rauschpegel des Echtzeit-Impedanzbilderzeugungssystems ist ausreichend niedrig, um Veränderungen von 0,5 % relativ einfach beobachten zu können, dies ermöglicht es, genaue Messungen des Blutflusses durch Impedanzangiographie zu erhalten.

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit ist die Beobachtung der normalen Veränderungen des Lungenwiderstands während der Atmungs- und Herzkreisläufe. Wenn Luft beim Atmen in die Lungen eintritt, erhöht sich der Gewebewiderstand proportional. Durch Beobachtung dieser Veränderungen in Echtzeit ist es einem Kliniker möglich, die für die Atmungsleistung relevanten Daten abzuleiten. Auch während des Herzkreislaufs gibt es Veränderungen im Lungenwiderstand, wenn sich die das Lungengewebe versorgende Blutmenge verändert. Diese Veränderungen sind zwar gering (typischerweise 2 %), können jedoch aufgrund der geringen Rauschleistung des Systems beobachtet und somit zur Überwachung des Zustandes, etwa bei einer Lungenembolie, verwendet werden.

Die bei dem erfindungsgemäßen Verfahren und der erfindungsgemäßen Vorrichtung gemessenen Rauschpegel sind überraschend niedrig und sind jetzt nur noch durch das thermische Rauschen eingeschränkt.

Die Erfindung wird nun beispielhaft und unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen genauer veranschaulicht, wobei:

Figur 1 ein Datengewinnungssystem des erfindungsgemäßen Verfahrens und der erfindungsgemäßen Vorrichtung zeigt; und

Figur 2 ein Blockdiagramm eines Bildrekonstruktionsprozessors ist.

Wie in Figur 1 gezeigt, ist eine Mehrzahl von Oberflächenkontaktelektroden 1 so angeordnet, daß sie den Brustkorb 2 eines zu untersuchenden Körpers 3 umgibt, wobei jede Elektrode 1 durch eine Leitung 4 mit einer Mehrzahl von Eingangssignalverstärkern 5, deren Ausgangssignal 6 zu einem DSP-Demodulator 7 geht, der tatsächlich sechzehn parallele Demodulatoren umfaßt,

verbunden ist. Die Stromversorgung der Eingangssignalverstärker 5 erfolgt durch die Leitungen 8 von einem Treiberstrommultiplexer 9, der wiederum durch die Leitung 10 von einem unter Spannung stehenden Stromwandler 11 mit Strom versorgt wird, der wiederum durch die Leitung 12 mit einem Zeitgeber 13 für das gesamte System verbunden ist, wobei die Elemente 1 und 4 bis 13 ein Datengewinnungssystem (data acquisition system - DAS) bilden, das in Figur 2 durch den DAS-Kasten repräsentiert ist.

In Figur 1 sind außerdem drei zusätzliche Elektroden 14 gezeigt, die alle durch die Leitungen 15 mit einem elektronischen EKG-Abtastsystem 16 verbunden sind, wobei die dritte Elektrode durch eine zusätzliche Leitung 17 mit dem Eingangssignalverstärker 5 verbunden ist, obwohl ein EKG zur Überwachung der die Herzschläge repräsentierenden Zacken nicht erforderlich ist, werden diese Daten über eine Leitung 18 an den DSP-Demodulator 7 übertragen.

Ein Ausgangssignal 19 des Demodulators 7 geht an einen Steuerungstransputer 20, der durch die Leitung 21 mit einem Vorverarbeitungs- und Fehlersuch/Datenwaschtransputer 22 verbunden ist, wobei eine Leitung 23 zu einem Bilderzeugungstransputer 24 führt, der über eine Leitung 25 mit einem Anzeigetransputer 26 verbunden ist, wo die Daten für die anschließende Analyse und/oder Verarbeitung erfaßt werden können, wobei die Spannungsunterschiede an den Nachbarelektrodenpaaren 1 entsprechend den kennzeichnenden Merkmalen der Erfindung gleichzeitig gemessen werden, und wobei diese Spannungsmessung dann durch digitale Signalverarbeitung (DSP) demoduliert und gleichzeitig der Treiberstrom gemessen und in Spannungsmessungen geteilt wird bevor die Bildrekonstruktion am Transputer 24 stattfindet.

91 910 660.9

BRITISH TECHNOLOGY GROUP LTD.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Echtzeit-Bilderzeugung mittels elektrischer Impedanztomographie, die folgenden Schritte umfassend:
 - a) Anordnen einer Mehrzahl von Oberflächenelektrodenpaaren an voneinander beabstandeten Stellen um einen zu untersuchenden Körper;
 - b) Anlegen eines konstanten Treiberstroms an ausgewählte Elektroden;
 - c) Durchführen einer Hochimpedanz-Spannungsmessung an Nachbarpaaren anderer Elektroden; und
 - d) Erzeugen von Bildern unter Verwendung eines Algorithmus unter Durchführung einer Einzelmatrix-Multiplikation des gemessenen Datensatzes mit einer "Wichtungs"-Matrix, dadurch gekennzeichnet, daß das Meßrauschen minimiert wird durch
 - (i) ein gleichzeitiges Messen der Nachbarpaar-Spannungsunterschiede;
 - (ii) ein Demodulieren der Spannungsmessung durch digitale Signalverarbeitung (digital signal processing, DSP), und
 - (iii) ein gleichzeitiges Messen des Treiberstroms und der Spannungsunterschiede sowie ein Teilen des Treiberstroms in Spannungsmessungen vor der Bildrekonstruktion.
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Algorithmus ein nicht-iterativer Rückprojektionsalgorithmus ist.
3. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, umfassend:

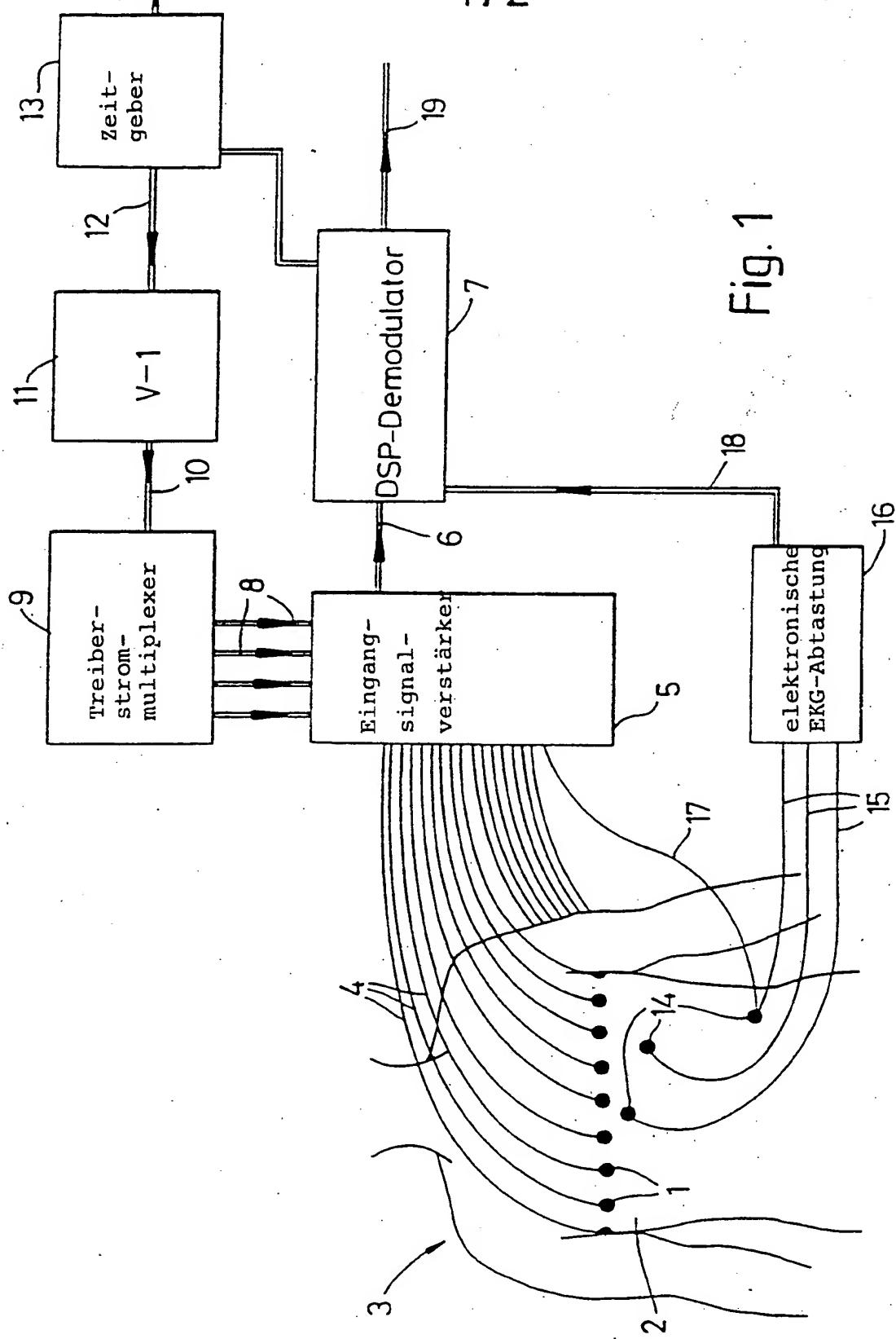
2

- a) eine Mehrzahl von Kontaktelektrodenpaaren;
- b) eine Vorrichtung zum Anlegen eines konstanten Treiberstroms an ausgewählte Elektroden;
- c) eine Vorrichtung zur Durchführung von Hochimpedanz-Spannungsmessungen an Nachbarpaaren anderer Elektroden;
- d) eine Vorrichtung zum Erzeugen von Bildern unter Verwendung eines Algorithmus unter Durchführung einer Einzelmatrix-Multiplikation des gemessenen Datensatzes mit einer "Wichtungs"-Matrix,
dadurch gekennzeichnet, daß ferner
 - (i) eine Vorrichtung zum gleichzeitigen Messen der Nachbarpaar-Spannungsunterschiede;
 - (ii) eine digitale Signalverarbeitungsvorrichtung zum Demodulieren der Spannungsmessung; und
 - (iii) eine Vorrichtung zum gleichzeitigen Messen des Treiberstroms und der Spannungsunterschiede sowie zum Aufteilen des Treiberstroms in die Spannungsmessungen vor der Bildrekonstruktion,vorgesehen ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3,
wobei die Vorrichtung zum gleichzeitigen Messen der Nachbarpaar-Spannungsunterschiede eine Mehrzahl von Transputern umfaßt.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4,
wobei die Transputer ein Steuerungstransputer, ein Vorverarbeitungs- und ein Fehlersuchtransputer, ein Bilderzeugungstransputer und ein Anzeigetransputer sind.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5,
wobei die Vorrichtung zum Messen des Treiberstroms ein Treiberstrommultiplexer ist.



19

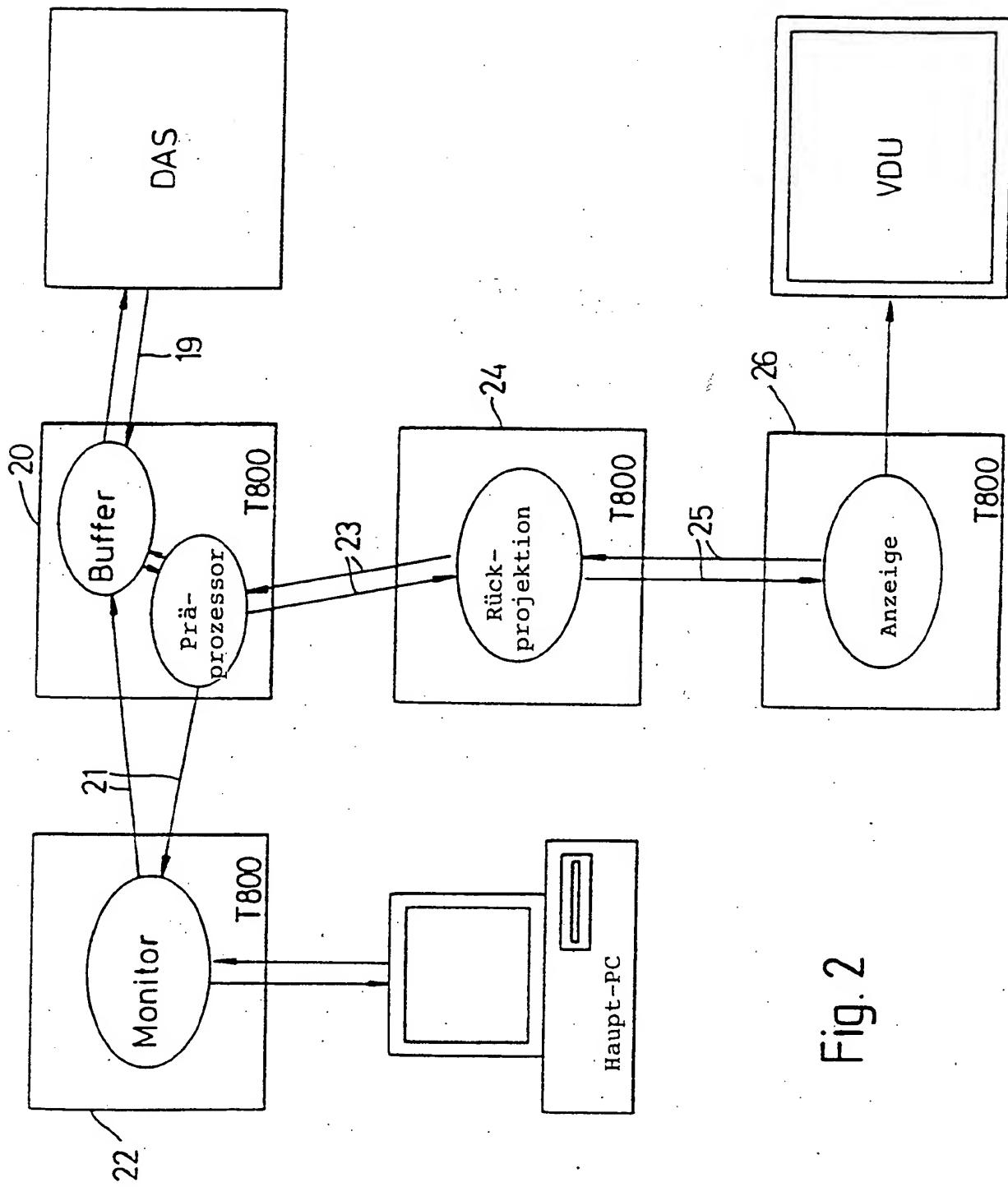


Fig. 2

